Aus dem Physiologischen Institut der Freien Universität Berlin
und
der Orthopädischen Klinik und Poliklinik
der Freien Universität Berlin im Oskar-Helene-Heim
unter Anleitung von Professor Dr. med. H. Stoboy

DAS VERHALTEN DES KRAFT-ZEIT-PRODUKTES, DER ELEKTRISCHEN AKTIVITÄT, DER HERZFREQUENZ UND DES SAUERSTOFFVERBRAUCHES BEI ERSCHÖPFENDEN, ABGESTUFTEN STATISCHEN MUSKELKONTRAKTIONEN.[1)]

INAUGURAL-DISSERTATION
zur
Erlangung der medizinischen Doktorwürde
an der
Medizinischen Fakultät der Freien Universität Berlin

1970

vorgelegt von
Frank Owczarek
aus Wien

[1)] Mit Unterstützung der Deutschen Forschungsgemeinschaft

Aus dem Physiologischen Institut der Freien Universität Berlin
und
der Orthopädischen Klinik und Poliklinik
der Freien Universität Berlin im Oskar-Helene-Heim

unter Anleitung von Professor Dr. med. H. Stoboy

Das Verhalten des Kraft-Zeit-Produktes, der elektrischen Aktivität, der Herzfrequenz und des Sauerstoffverbrauches bei erschöpfenden, abgestuften statischen Muskelkontraktionen. 1)

Inaugural-Dissertation
zur
Erlangung der medizinischen Doktorwürde
an der
Medizinischen Fakultät der Freien Universität Berlin
vorgelegt von

F r a n k O w c z a r e k
aus Wien

1) Mit Unterstützung der Deutschen Forschungsgemeinschaft

Dekan: Professor Dr. med. Herbert L a x

Referent: Professor Dr. med. Hans S t o b o y

Korreferent: Professor Dr. med. Hans-Peter K o e p c h e n

UNIV. LEIDEN BIBL.

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Freien Universität Berlin.

Promoviert am: 29. April 1970

Meinen Eltern
in Dankbarkeit gewidmet.

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41546516_0011

Inhaltsverzeichnis.

	Seite
I. Einleitung	1
II. Methodik	3
III. Ergebnisse	7
IV. Diskussion	18
V. Zusammenfassung	29
VI. Literaturverzeichnis	30
VII. Lebenslauf	35

Einleitung.

In der Rehabilitationsmedizin und auch bei der sozialmedizinischen Begutachtung erfolgt die Beurteilung der Muskelkraft meist noch nach subjektiven Verfahren, die nur mit viel Erfahrung anwendbar sind und zwangsläufig von Untersucher zu Untersucher grobe Unterschiede ergeben. So verwenden z. B. viele Rehabilitationseinrichtungen in den U.S.A. das nachfolgende Beurteilungsschema, wie es von TOBIS (1) angegeben worden ist.

Numerical Grade	Muscular Contraction	Definition
0	Absent	No evidence of muscular contraction.
1	Trace	Minimal contraction of muscle; no joint motion.
2	Poor	Range of motion complete when gravity is eliminated.
3	Fair	Range of motion complete against gravity.
4	Good	Range of motion complete against gravity, but not strong enough to overcome the resistance appropriate for age, sex, and occupation.
5	Normal	Range of motion complete against gravity and strong enough to overcome resistance appropriate for age, sex, and occupation.

Diese grobe Beurteilung reicht jedoch nicht aus, wenn es z.B. um die Ermittlung statischer Arbeitsanteile geht. Aus diesem und anderen Gründen (z.B.: Wiederherstellung der Muskelkraft atrophischer Muskeln in der Rehabilitation) sind die Muskelkraft, die maximale statische Ausdauer und die Beziehung zwischen diesen beiden Größen häufig und mit unterschiedlichen Ergebnissen untersucht worden (2, 3, 4, 5, 6). So wird z. B. von ROHMERT (6) angegeben, daß bei maximalen isometrischen Kontraktionen die statische Ausdauer höchstens 6 sec. beträgt, während STOBOY, FRIEDEBOLD und

STRAND (2) sowie RÖCKER und STOBOY (7) unter kompetitiven bzw. unter Motivationsbedingungen Werte von etwa 25 sec. gefunden haben. Auch hinsichtlich der maximalen Haltezeit ergeben sich zwischen diesen beiden Arbeitsgruppen erhebliche Differenzen. So errechnete ROHMERT (6) für 15 % der maximalen Kraft eine statische Ausdauer von praktisch unendlich, während RÖCKER und STOBOY (7) bei 10 % der maximalen Kraft lediglich eine statische Ausdauer von im Mittel 32 Minuten finden konnten. Auch über das Elektromyogramm bei isometrischen Kontraktionen - mit und ohne Ermüdung - bestehen keine einheitlichen Ansichten. SOMMER (8) fand bei elektrischer Reizung des Nervens keinen Anstieg der Aktionspotentialamplituden bei Ermüdung. Andere Autoren konnten im Ermüdungszustand einen deutlichen Anstieg der elektrischen Aktivität der willkürlich kontrahierten Muskeln feststellen (9, 10, 11, 12).

Über das Verhalten cardiopulmonaler Parameter während abgestufter statischer Kontraktionen liegen nur einige Angaben vor, die sich aber nicht auf festgelegte Kraftwerte einzelner Muskeln oder Muskelgruppen beziehen. Ausserdem wurden die Kontraktionen nicht bis zur Erschöpfung durchgeführt. LIND und McNICOL (13) untersuchten die Durchblutung des Muskels, die Herzfrequenz, das Herzzeitvolumen und den arteriellen Blutdruck bei 5 %, 10 %, 20 %, 30 % und 50 % der willkürlichen Maximalkraft. JOSENHANS (4) maß bzw. berechnete die Sauerstoffschuld bei abgestuften isometrischen Kontraktionen beider Oberschenkel mit 10, 20, 30 und 40 kp. Dabei entsprachen die 40 kp etwa 30 % der willkürlichen Maximalkraft. BORSKÝ und HUBAČ (14, 15) dagegen bestimmten die Herzfrequenz und die Sauerstoffaufnahme beim Halten verschieden schwerer Lasten in unterschiedlichen Körperhaltungen während einer Haltezeit von 5 Minuten. Das entspricht einer Kraft von weniger als 30 % der willkürlichen Maximalkraft (siehe RÖCKER und STOBOY, 7).

Ziel dieser Untersuchung war

1. die Veränderungen der cardiopulmonalen Meßwerte während maximaler und abgestufter statischer Kontraktionen festzustellen, um - wie bei ergometrischen Untersuchungen üblich - die Kooperation von Probanden abschätzen zu können, und

2. bei festgelegter und abgestufter Kontraktionsstärke Daten für die Größe des Stoffwechsels im gesamten Kraftbereich zu gewinnen.

Methodik.

Es wurden isometrische Kontraktionen des rechten m. quadriceps femoris in Abstufungen von 100 %, 60 %, 40 % und 20 % der willkürlichen Maximalkraft unter Motivationsbedingungen untersucht. Als Versuchspersonen dienten 22 gesunde, männliche Studenten im Alter von 18 bis 29 Jahren, die nicht nach Größe, Gewicht oder Trainingszustand selektiert waren. Die Versuchspersonen wurden vor Beginn des Versuches mit Ledergurten an einem dafür konstruierten Stuhl fixiert (siehe Abb. 1).

BLOCKSCHALTBILD

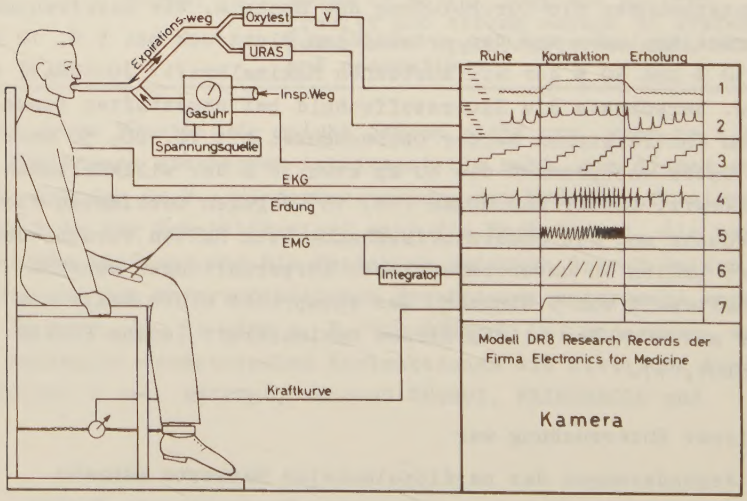

Abb. 1: Schematische Darstellung des Meßplatzes.

Die Versuche setzten sich jeweils zusammen aus
a) einer Ruhephase (15 min)
b) einer Kontraktionsphase
c) einer Erholungsphase.

Während des ganzen Versuches wurden mit einem 8-Kanal-Oszillographen (Electronics for Medicine, Modell DR 8) folgende Größen fortlaufend registriert:

	Dimension	Gerät
1) Atemvolumen (V_t)	ml	Gasuhr
2) Atemminutenvolumen ($\dot{V}_i$)	l/min	Gasuhr
3) Atemfrequenz (f)	n/min	Gasuhr
4) O_2Exsp.	Vol.%	Oxytest
5) CO_2Exsp.	Vol.%	Uras
6) Herzfrequenz	n/min	EKG

Während der Kontraktionsphase wurden zusätzlich folgende Größen registriert:

7) Das Oberflächen-Elektromyogramm des m. quadriceps femoris mit simultaner Integration.
8) Die Kraft.

ad 1, 2 und 3

Alle Respirationsmessungen wurden in einem offenen System ausgeführt. Zur Messung des Atemvolumens, des Atemminutenvolumens und der Atemfrequenz wurde eine trockene Gasuhr (1 Umdrehung = 10 Liter) in den Inspirationsweg eingeschaltet. Um die Skala wurde ein Widerstandsdraht gelegt und mit 1 Volt Gleichspannung gespeist. Der Zeiger der Gasuhr griff jeweils eine bestimmte Spannung ab, die über einen DC-Verstärker auf dem Oszillographen dargestellt wurde. So konnte jeder einzelne Atemzug registriert und ausgewertet werden. Nach einer Zeigerumdrehung der Gasuhr sprang der Elektronenstrahl auf Null zurück, so daß eine volle Auslenkung über den Bildschirm 10 Litern entsprach. Da die Zeigerbewegungen nur bei der Inspiration stattfanden, waren somit das Atemvolumen, das Atemminutenvolumen und die Atemfrequenz direkt meßbar.

ad 4

Die O_2-Konzentration in der Exspirationsluft wurde kontinuierlich mit dem Oxytest (Fa. Hartmann & Braun, Frankfurt/Main)

gemessen, dessen Meßprinzip auf den paramagnetischen Eigenschaften des Sauerstoffs beruht.
Mit einer kleinen Pumpe, deren Pumpgeschwindigkeit immer konstant eingestellt wurde, wurden kontinuierlich kleine Proben aus dem Exspirationsweg abgesaugt und der Meßkammer zugeführt. Die dort gemessenen Spannungsänderungen wurden verstärkt und auf dem Oszillographen dargestellt und registriert. Wegen der Schlauchverbindungen und der Analysenzeit erfolgt die Anzeige des Oxytest mit einer Verzögerung von 7 sec. Diese Zeitdifferenz wurde bei der Auswertung berücksichtigt. Vor jedem Versuch wurde eine Eichung zwischen 20,9 Vol.% und 14,0 Vol.% in Schritten von 1,0 Vol.% durchgeführt und registriert. Mit dieser Eichtreppe wurde eine Skala hergestellt, die es ermöglichte, gleich die Differenz zwischen 20,9 Vol.% und der exspiratorischen Sauerstoffkonzentration in Volumenprozenten abzulesen. Aus dem Atemminutenvolumen und der Differenz zwischen der atmosphärischen und der exspiratorischen O_2-Konzentration ergab sich die O_2-Aufnahme pro Minute.

ad 5

Der CO_2-Gehalt der Exspirationsluft wurde mit dem URAS (Ultra-Rot-Absorptions-Schreiber von Hartmann & Braun) gemessen. Die Absorption einer Ultrarotstrahlung durch CO_2 bewirkt hierbei eine Kapazitätsänderung eines Membrankondensators. Auch der URAS wurde über einen DC-Verstärker an den Oszillographen angeschlossen. Vor jedem Versuch wurde eine Eichung zwischen 1,0 und 7,0 Vol.% in Schritten von 1,0 Vol.% durchgeführt und registriert. Die Auswertung erfolgte entsprechend der schon für die O_2-Werte beschriebenen Methode. Die Verzögerungszeit des URAS betrug 2 sec. und wurde ebenfalls in Rechnung gestellt. Bei der Auswertung der Respirationsgrößen wurde jeder einzelne Atemzug berücksichtigt. Es wurden jeweils die Mittelwerte für eine ganze Minute gebildet und als Meßwert eingetragen. Nur am Anfang der Kontraktion und am Anfang der Erholung, sowie bei 100 % und 60 % der Maximalkraft während der gesamten Kontraktion, wurden diese Mittelwerte für jeweils 20 sec. gebildet.

ad 6

Zur Berechnung der Herzfrequenz wurde ein EKG benutzt. Mit einer Hautelektrode über dem Herzen wurde gegen eine entfernt liegende Massenelektrode abgeleitet. Die Potentiale wurden mit einem EKG-Kanal verstärkt und auf dem Oszillographen registriert. Aus der Anzahl der R-Zacken pro Zeiteinheit ergab sich die Herzfrequenz.

ad 7

Das Elektromyogramm wurde mit Oberflächenelektroden vom rechten m. quadriceps femoris am Übergang vom kaudalen zum medialen Drittel abgeleitet. Über einen EMG-Verstärker wurden die Aktionspotentiale auf dem Oszillographen dargestellt, und mit einem Integrator wurde die Fläche der Aktionspotentiale errechnet. Die Steilheit des Anstiegs der Integrationslinie war der gesamten elektrischen Aktivität proportional. Sie wurde in cm/sec. angegeben.

ad 8

Zur kontinuierlichen Kraftmessung wurde eine 9 cm breite Ledermanschette um den rechten Knöchel gelegt und über eine Kette und eine Kraftuhr (Fa. Dipl.Ing. D. Tiedemann, München) an der Rückwand des Stuhles befestigt. Die Kettenlänge war individuell einstellbar, so daß bei allen Versuchen der Kniegelenkswinkel 90° betrug. Auf den Stahlring der Kraftuhr wurden 4 Dehnungsmeßstreifen aufgeklebt und nach Art einer Wheatstone'schen Brücke verschaltet. Der Widerstand der Brücke änderte sich proportional der Verformung des Stahlringes. Die Brücke wurde an einem Gauge-Kanal des Oszillographen angeschlossen(Trägerfrequenz 3000 Hz). Die mittlere Kraft wurde für jeden Versuch ermittelt, indem die gesamte Fläche (cm^2) der Kraftkurve planimetriert und durch ihre Länge (cm) dividiert wurde. Aus einer Eichkurve, die die lineare Beziehung zwischen der Kraft in kp und der Ablenkung des Elektronenstrahls in cm wiedergab, konnten die Kraftwerte entnommen werden.

Im ersten Versuch wurde jeweils die willkürliche Maximalkraft der Versuchsperson festgestellt. Im zweiten Versuch wurde die Messung der willkürlichen Maximalkraft unter Motivationsbedingungen wiederholt. Diese wurde gleich 100 % gesetzt. In den folgenden Versuchen wurde den Versuchspersonen auf der Sichtröhre des Kathodenstrahloszillographen eine Kraftlinie vorgegeben, die 60 %, 40 % und 20 % ihrer willkürlichen Maximalkraft betrug. Mit dieser sollten sie ihre Kraftkurve zur Deckung bringen. Die tatsächlich ausgeübten Kräfte wichen nur sehr gering von diesen vorgegebenen Kräften ab. Da eine Versuchsperson jeweils mehrere Versuche durchzuführen hatte, wurde darauf geachtet, daß nur ein Versuch in 10 bis 14 Tagen ausgeführt wurde, um jeden Trainingseffekt zu vermeiden.
Alle Respirationsgrößen wurden auf BTPS- bzw. STPD-Bedingungen umgerechnet. Diese Daten wurden dann mit einem Digitalrechner (Digital Equipment Corporation, Maynard/Massachusetts - Typ PDP-8) im "off-line"-Betrieb ausgewertet. Die Signifikanzen wurden nach der Student-Fisher-Methode (16) berechnet.

Ergebnisse.

1) Die unter Motivationsbedingungen entwickelte willkürliche Maximalkraft betrug im Mittel 45,6 kp (s = 14,4). Bei Kontraktionen mit Bruchteilen der willkürlichen Maximalkraft (100 %) wurden entsprechend folgende Kräfte entwickelt:

Kraft in %	Kraft in kp	S
20 %	9,1	2,9
40 %	18,2	5,8
60 %	27,3	8,6
100 %	45,6	14,4

2) Die statische Ausdauer betrug bei willkürlicher Maximalkraft im Mittel 26 sec (s = 10,7). Bei Kontraktionen mit Bruchteilen der Maximalkraft wurden folgende Haltezeiten erzielt:

Kraft (%)	Haltezeiten (sec)	S
20	444	355
40	134	72
60	88	43
100	26	11

3) Das Kraft-Zeit-Produkt war nur im mittleren Kraftbereich annähernd konstant und erreichte bei der kleinsten Kraft den größten und bei der größten Kraft den kleinsten Wert.

Kraft (%)	kp x sec	S
20	4040	1030
40	2439	419
60	2402	371
100	1186	154

Dabei war die Differenz zwischen 20 % und 40 % sowie zwischen 60 % und 100 % der Maximalkraft hochsignifikant ($p < 0{,}0005$).

4) Die elektrische Aktivität des m. quadriceps femoris verhielt sich sehr unterschiedlich. Betrachtet man die Gesamtaktivität des Muskels, gleichmäßig über die Zeit der Kontraktion verteilt, so ergibt sich folgendes Bild:

Kraft (%)	cm/sec
20	1,2
40	1,2
60	2,0
100	3,9

Verfolgt man jedoch die elektrische Aktivität des Muskels im Verlaufe der Kontraktion, so ist mit Ausnahme der maximalen Kraft (100 %)ein deutlicher Anstieg am Ende der Kontraktion festzustellen. In den ersten 10 sec. der

Kontraktion steigt die elektrische Aktivität in exponentieller Abhängigkeit mit Zunahme der relativen Kraft an.

Kraft (%)	EA (cm/sec)	S
20	0,8	0,58
40	1,2	0,61
60	1,7	0,10
100	3,9	2,10

Dabei unterscheiden sich die elektrischen Aktivitäten zwischen 20 % und 40 der Maximalkraft mit einem $p > 0,05$, während die Werte zwischen 40 % und 60 % bzw. zwischen 60 % und 100 % mit einem $p < 0,0005$ verschieden sind (Abb. 2).

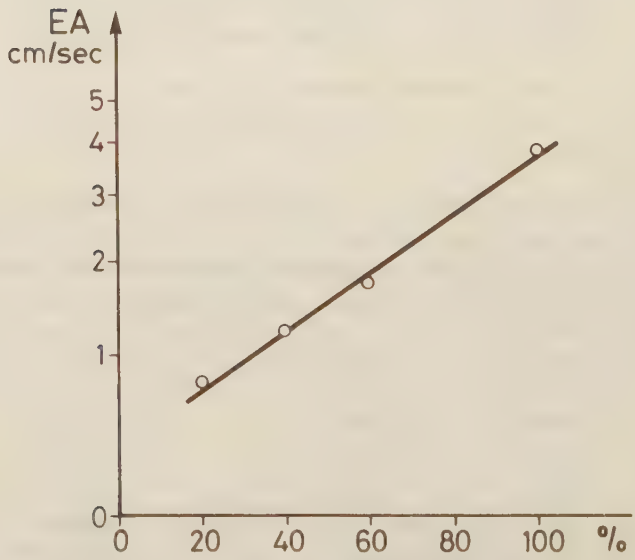

Abb. 2: Die elektrische Aktivität ist auf der Ordinate logarithmisch über der relativen Kraft (%) aufgetragen, um die exponentielle Abhängigkeit darzustellen.

In den letzten 10 sec. der Kontraktion, d.h. unmittelbar vor Erschöpfung, war die elektrische Aktivität auch in den Versuchen mit kleiner relativer Kraft stark erhöht.

Kraft (%)	EA (cm/sec)	S
20	2,3	1,95
40	1,6	0,74
60	2,2	0,13
100	3,9	2,10

Dabei sind die elektrischen Aktivitäten bei 20 %, 40 % und 60 % der Maximalkraft untereinander nicht signifikant verschieden ($p_{maximal} < 0,10$). Erst die elektrische Aktivität bei Maximalkraft unterscheidet sich von den abgestuften Werten mit einem $p < 0,0005$.

5) Die Herzfrequenzen betrugen in Ruhe 82, 85, 85 bzw. 86 Schläge/min. Die Unterschiede sind nicht signifikant ($p_{maximal} > 0,15$). Am Anfang der Kontraktionsphase (Durchschnitt der ersten 20 sec.) ist in allen Abstufungsbereichen der Maximalkraft bereits ein signifikanter Anstieg festzustellen (Abb. 3).

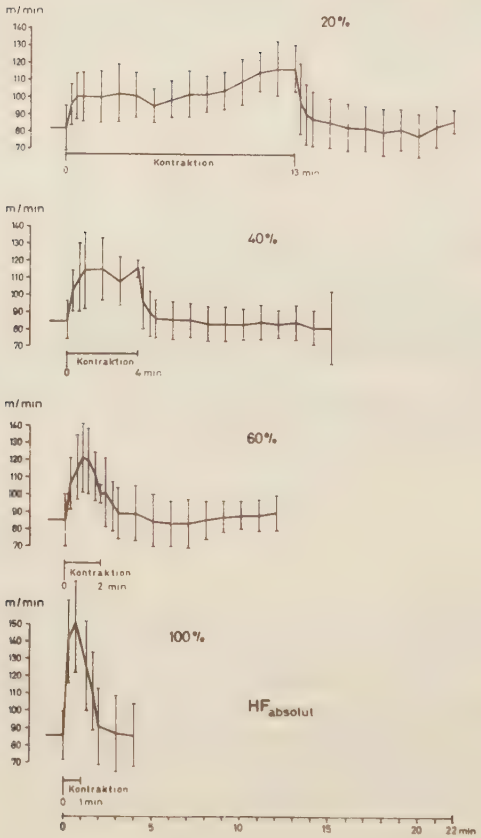

Abb. 3: Das Verhalten der Absolutwerte der Herzfrequenz in den verschiedenen Kraftbereichen.

Kraft (%)	HF_r	S	HF 20	S	HF_r zu HF 20
20	82	13	96	12	$p < 0,005$
40	85	11	102	12	$p < 0,0005$
60	85	15	106	15	$p < 0,0005$
100	86	14	151	29	$p < 0,0005$

HF_r = Herzfrequenz in Ruhe
HF_{20} = Herzfrequenz in den ersten 20 sec. der Kontraktion.

Am Ende der ersten Kontraktionsminute erreichten die Mittelwerte der Herzfrequenz bei 20 % und 40 % der Maximalkraft mit 101/min. (s = 13) bzw. mit 114/min. (s = 22) ein steady-state-ähnliches Niveau, das erst gegen Ende der Kontraktion überschritten wurde. Die maximal erreichten mittleren Herzfrequenzen unterschieden sich bei Abstufungen der Maximalkraft kaum (20 % = 117/min; 40 % = 115/min.und 60 % = 121/min.). Die Unterschiede sind nicht signifikant. Nur bei maximaler willkürlicher Kontraktion stieg die Herzfrequenz auf 151/min. (s = 29). Dieser Wert unterscheidet sich mit einem $p \cdot 0{,}0005$ signifikant von den drei anderen (Abb. 4).

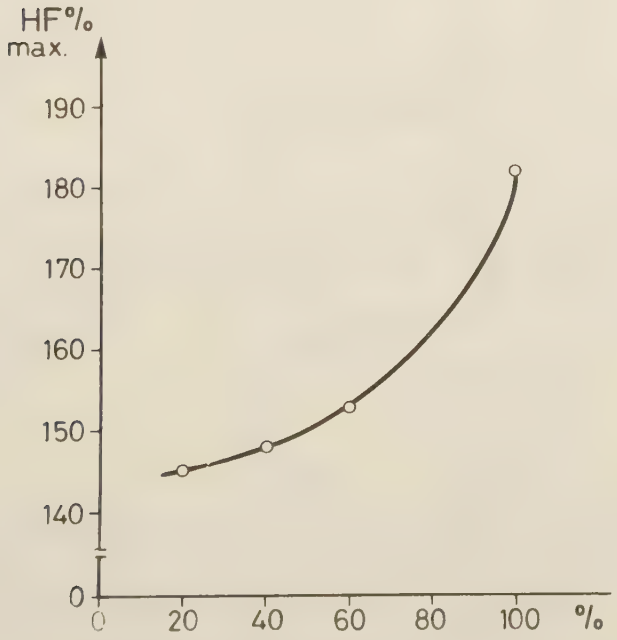

Abb. 4: Die maximalen Herzfrequenzen während der Kontraktion (Ordinate) sind über den relativen Kräften aufgetragen.

Wenn man die maximal erreichten Herzfrequenzen in Prozenten der Ruhewerte ausdrückt, so ergibt sich folgendes Bild:

Kraft (%)	HF (%)	S
20	+ 45	10
40	+ 48	14
6o	+ 53	37
100	+ 82	36

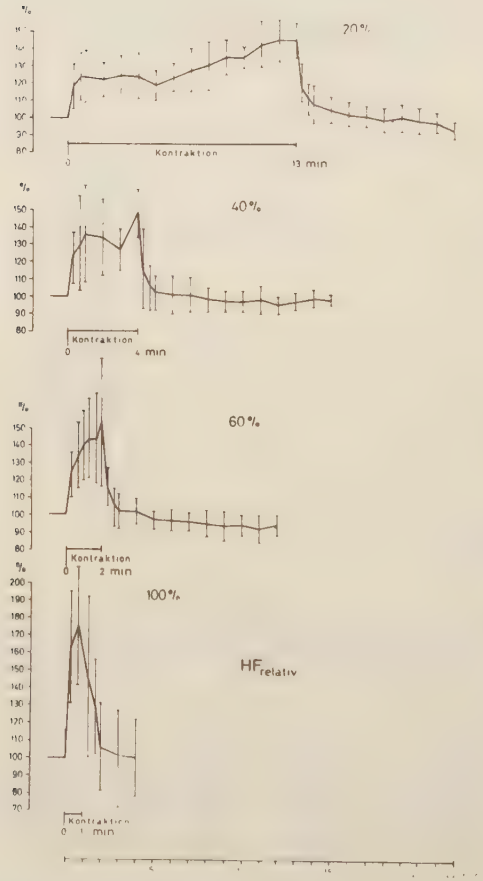

Abb. 5: Der Verlauf der relativen Herzfrequenzwerte in % der Ausgangswerte (100 %) in den verschiedenen Kraftbereichen.

Auch der Abfall der Herzfrequenz nach der Kontraktion erfolgte ausserordentlich schnell. Bereits nach einer Erholungsminute sind die Herzfrequenzen in allen Kraftbereichen auf 90/min. oder darunter abgesunken. Die Ausgangswerte wurden im Laufe der 3. Minute erreicht. Im weiteren Verlaufe der Erholung nahmen die Herzfrequenzen noch weiter ab. In der 5. bis 6. Erholungsminute begannen die relativen Herzfrequenzen jeweils signifikant unter ihre Ausgangswerte (100 %) zu sinken und lagen mit 92 % bis 93 % in der 8. bis 9. Erholungsminute hochsignifikant unter den Ausgangswerten ($p < 0{,}0005$; s.Abb.5).

5) Die Atemzeitvolumina betrugen unter Ruhebedingungen 10,0; 10,4; 10,5 bzw. 10,4 l/min.und unterschieden sich somit nicht. Die während der Kontraktion erreichten maximalen Atemzeitvolumina verhielten sich folgendermaßen:

Kraft (%)	AZV (l/min)	S
20	22,4	6,0
40	24,2	6,0
60	20,5	3,0
100	13,9	9,2

Dabei unterscheidet sich das Atemzeitvolumen von 60 % und 100 % der Maximalkraft signifikant ($p > 0{,}0025$). Während der 1. Erholungsminute unterschieden sich die Atemzeitvolumina kaum voneinander.

Kraft (%)	l/min	S
20	18,7	5,4
40	18,8	4,5
60	18,2	4,3
100	21,2	5,8

Dabei besteht zwischen 60 % und 100 % der Maximalkraft keine Signifikanz. In der 5. bis 7. Erholungsminute werden die Ruhewerte wieder erreicht und meistens leicht unterschritten.

7) Die Sauerstoffaufnahme betrug in Ruhe:

Kraft (%)	ml/min	S
20	440	53
40	446	85
6o	478	75
100	452	94

Die Ruhewerte unterschieden sich damit praktisch nicht. Während der Kontraktion stieg die Sauerstoffaufnahme bei 20 % und 40 % der Maximalkraft etwa gleich an und verminderte sich zunehmend bei 60 % und 100 % der Maximalkraft.

Kraft (%)	ml/min	S
20	910	202
40	1020	48
60	890	169
100	573	264

In der ersten Erholungsminute steigt nur bei 100 % die O_2-Aufnahme über den Kontraktionswert an.

Kraft (%)	ml/min	S
20	799	236
40	766	152
60	876	227
100	1040	283

Die Ruhewerte werden in allen Kraftbereichen in der 5. Minute wieder erreicht (Abb. 6).

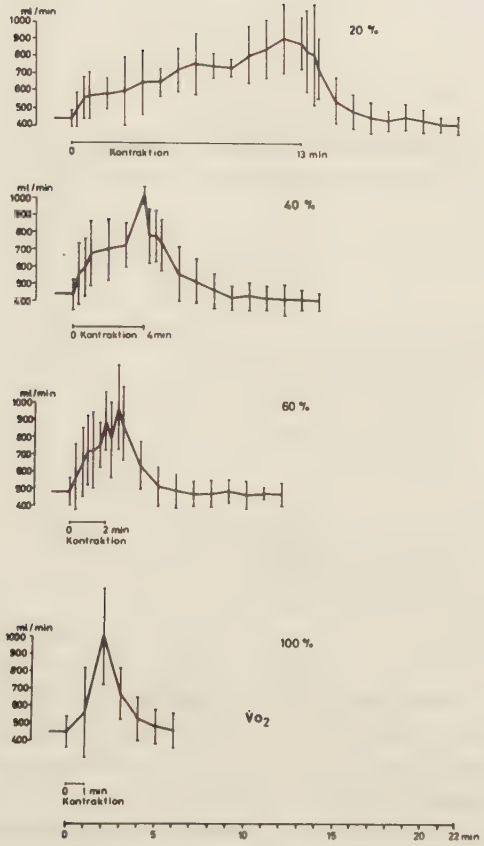

Abb. 6: Das Verhalten der O_2-Aufnahme in den verschiedenen Kraftbereichen.

8) Der respiratorische Quotient, der in Ruhe etwa 0,90 betrug, stieg bei der Kontraktion an und näherte sich oder erreichte am Ende der Kontraktion den Wert 1,0. Nur bei maximaler Kontraktion unterschreitet er geringgradig, jedoch nicht

signifikant, den Ausgangswert (Abb. 7).

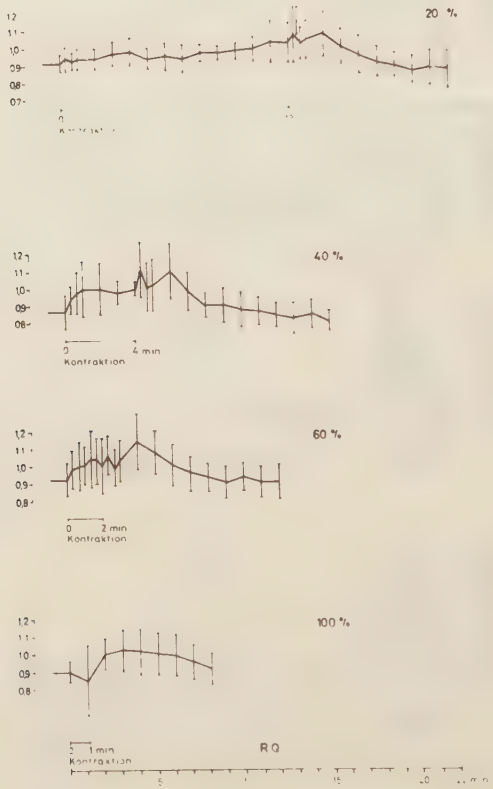

Abb. 7: Die Veränderungen des respiratorischen Quotienten in den verschiedenen Kraftbereichen.

In den ersten zwei Erholungsminuten stieg der RQ regelmäßig und in allen Abstufungen der Maximalkraft über 1,0 an.

Kraft (%)	RQ	S
20	1,08	0,12
4o	1,10	0,16
60	1,14	0,16
100	1,09	0,12

Nach der 5. bis 8. Erholungsminute wurde der Ausgangs-RQ wieder erreicht bzw. sogar unterschritten.

Kraft (%)	RQ	S
20.	0,86	0,08
40	0,80	0,06
60	0,90	0,09
100	0,90	0,08

Diskussion.

Die unter Motivationsbedingungen entwickelte willkürliche Maximalkraft betrug bei den 22 männlichen Versuchspersonen 45,6 Kp (RÖCKER und STOBOY, 7). Sie ist damit praktisch identisch mit der von HETTINGER (5) für den m. quadriceps angegebenen maximalen Kraft von 45 Kp. Die maximalen Haltezeiten betrugen im Mittel 26 sec. (s = 10,7) und waren damit etwa 3 mal so groß wie von ROHMERT (17) als maximal möglich angegeben. Möglicherweise erklärt sich ein Teil des Unterschiedes daraus, daß ROHMERT (17) seine Untersuchungen vorwiegend an Armbeugern, -streckern und -rotatoren durchgeführt hat, während der m. quadriceps femoris als wesentlicher Antigravitationsmuskel ohnehin über eine grössere statische Belastbarkeit verfügt. Der extreme Unterschied läßt sich jedoch wohl nur durch die mangelhafte Motivation bei ROHMERT (17) erklären. Nach BOURGUIGNON, MARTY und SCHERRER (18) besteht zwischen Kraft und statischer Ausdauer ein komplementäres Verhältnis, so daß in allen Kraftbereichen das Kraft-Zeit-Produkt annähernd gleich groß ist. Nach unseren Ergebnissen ist ein komplemen-

täres Verhalten des Kraft-Zeit-Produktes nur im mittleren Kraftbereich nachweisbar (siehe Abb. 8).

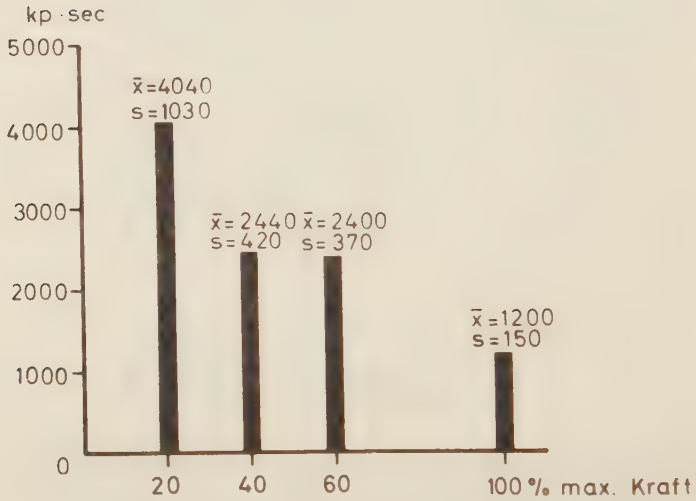

Abb. 8: Kraft-Zeit-Produkt (kp x sec) in den verschiedenen Kraftbereichen.

Das Kraft-Zeit-Produkt im Kraftbereich 20 % ist signifikant größer ($p < 0{,}0005$) als im mittleren Kraftbereich, während es bei Maximalkraft signifikant ($p < 0{,}0005$) kleiner ist. Diese Ergebnisse dürften ihre Begründung in den unterschiedlichen Durchblutungsverhältnissen bei abgestuften isometrischen Kontraktionen finden.

Über die Durchblutungsverhältnisse des statisch kontrahierten Muskels herrschen die unterschiedlichsten Auffassungen.

BARCROFT und MILLEN (19) benutzten als Indikator für die Muskeldurchblutung den Temperaturgradienten zwischen Muskel und Haut bei Wasserimmersion des Unterschenkels. Bei Verwendung dieser Methode ließ sich nachweisen, daß bis zu 10 % der maximalen Kraft eine deutliche Durchblutungssteigerung während der statischen Kontraktion auftrat. Im Bereich von 20 % bis 30 % der maximalen Kraft konnte keine Hyperämie mehr nachgewiesen werden, so daß die Durchblutung wahrscheinlich als unterbrochen angesehen wurde.

GRAY, CARLSSON und STAUB (20) konnten während maximaler elektrischer Reizung der Wadenmuskulatur von Ratten an Schnellgefrierschnitten zeigen, daß bei starken Muskelkontraktionen hauptsächlich die großen Gefäße behindert werden und nicht die Mikrozirkulation.

GRAY und STAUB (21) fanden eine gleichfalls während elektrischer Reizung beim Hund linear zunehmende Kompression der Muskelgefäße oberhalb von 40 % der maximalen Kraft, während darunter kaum eine Behinderung der Durchblutung festgestellt werden konnte.

NILSSON und INGVAR (22) konnten zeigen, daß die Durchblutung im menschlichen m. tibialis anterior (gemessen mit der Xe-133 Clearance) bei elektrischer Stimulation bis etwa 4 - 5 Reize/sec. zunimmt, darüber wieder abnimmt und sistiert, wenn durch die Kontraktion ein intramuskulärer Druck von etwa 80 mmHg erreicht wird.

Die Muskeldurchblutung bei Kontraktionen, die durch elektrische Reizung erzwungen wurden, ist jedoch nicht mit Durchblutungsänderungen bei Willkürkontraktionen vergleichbar. Während bei supramaximaler elektrischer Reizung alle motorischen Einheiten synchron kontrahiert werden, wechseln selbst bei maximaler Innervation die motorischen Einheiten in ihrer Kontraktionsfolge, so daß sich nie eine absolute Synchronizität ergibt. Diese wird nur bei agonistischer Bahnung eines Eigenreflexes annähernd erreicht. Aus diesem Grund können Durchblutungs-

messungen während statischer Kontraktionen nur bei willkürlicher Innervation zu gültigen Aussagen führen.

LIND, TAYLOR und Mitarbeiter (23) konnten am Menschen durch Verschlußplethysmographie nachweisen, daß bei statischen Kontraktionen bis zu 20 % der willkürlichen Maximalkraft die Muskeldurchblutung gegenüber dem Ruhewert zunimmt und einen steady state erreicht, so daß die Kontraktion unbehindert bis zur Erschöpfung andauern kann. Von mehr als 20 % bis 50 % vermindert sich die über den Ruhewert angestiegene Durchblutung wieder, wobei sie auf keiner Stufe ausreicht, um den aeroben Stoffwechsel vollständig zu decken. Erst bei Werten über 70 % der willkürlichen Maximalkraft reicht der intramuskuläre Druck aus, um einen kompletten Gefäßverschluss zu bewirken. Dabei wurde gemessen, daß der Mitteldruck in der Aorta bei isometrischen Kontraktionen bis auf 164 mmHg bei 50 % der maximalen Kraft ansteigt und so die Durchblutung bis in diesen Kraftbereich über dem Ruhewert liegt.

Die von LIND, TAYLOR und Mitarbeitern (23) angegebenen Relationen zwischen Durchblutung und Bruchteilen der maximalen Kraft können indirekt durch die Betrachtung des Kraft-Zeit-Produktes von uns bestätigt werden. Die Beziehung zwischen Kraft und statischer Ausdauer war nur im mittleren Kraftbereich komplementär (siehe 18), also in dem Bereich, für den eine Verminderung der Durchblutungszunahme ohne steady state angegeben wurde. Dagegen war das Kraft-Zeit-Produkt bei 20 % der maximalen Kraft, also bei maximaler Durchblutung während der Kontraktion, sehr viel größer, bei 100 % der maximalen Kraft, also bei unterbrochener Durchblutung, sehr viel kleiner.

Nach KEUL, DOLL und REINDELL (24) kann ein Muskel bei dynamischer Arbeit ohne Zufuhr von Sauerstoff nach Ausschöpfung der energiereichen Phosphate und des Glucosespeichers nur wenig mehr als 1 Minute arbeiten. Bei statischen Kontraktionen dürfte unter gleichen Bedingungen diese Zeit noch wesentlich kürzer sein. Die statische Ausdauer bei 20 % der maximalen Kraft betrug dagegen 7,4 Minuten.

Aus allen diesen Gründen kann daher die Ansicht von STEGEMANN (25), daß "eine völllge Durchblutungssperre bei statischer Haltezeit auftritt, wenn die Kontraktionskraft größer als 15 % der Maximalkraft ist", nicht zutreffen.

Die elektrische Aktvität des m. quadriceps femoris war positiv zur Kraft korreliert. Betrachtet man die elektrische Aktivität des kontrahierten Muskels in den ersten 10 sec., wenn also noch keine Ermüdung eingetreten ist, so findet man eine exponentielle Abhängigkeit der elektrischen Aktivität von der relativen Kraft.

Daß es sich tatsächlich um eine exponentielle Abhängigkeit handelt, zeigt Abb. 2, bei der die Ordinate mit der elektrischen Aktivität logarithmisch aufgetragen wurde.

Wir können also nicht die Arbeiten von SOMMER (8) sowie von DE JONG und FREUND (26) bestätigen, in denen ein linearer Anstieg der elektrischen Aktivität mit der Kraft angegeben wird. Allerdings handelt es sich dabei um Kontraktionen, die durch elektrische Reizung hervorgerufen wurden, und nicht um willkürliche Kontraktionen.

EASON (10), der das EMG bei 25 %, 50 % und 75 % der willkürlichen maximalen Kraft untersuchte, beschrieb ebenfalls eine lineare Abhängigkeit der elektrischen Aktivität von der relativen Kraft. Leider bezieht sich diese Aussage auf eine einzige Versuchsperson. Außerdem ist in diesen Arbeiten, in denen die Beziehung zwischen elektrischer Aktivität und willkürlicher Kraft untersucht werden sollte, nur ein Teil des gesamten Kraftbereiches erfaßt, wie auch bei LIPPOLD (27) sowie BIGLAND und LIPPOLD (28), die ebenfalls nur submaximale willkürliche Kontraktionen durchführen ließen. Das wird noch deutlicher, wenn man berücksichtigt, daß wir die willkürliche Maximalkraft unter Motivationsbedingungen ermittelten. Wie groß die ohne Motivation ermittelte Maximalkraft ist, geht aus Abb. 9 hervor.

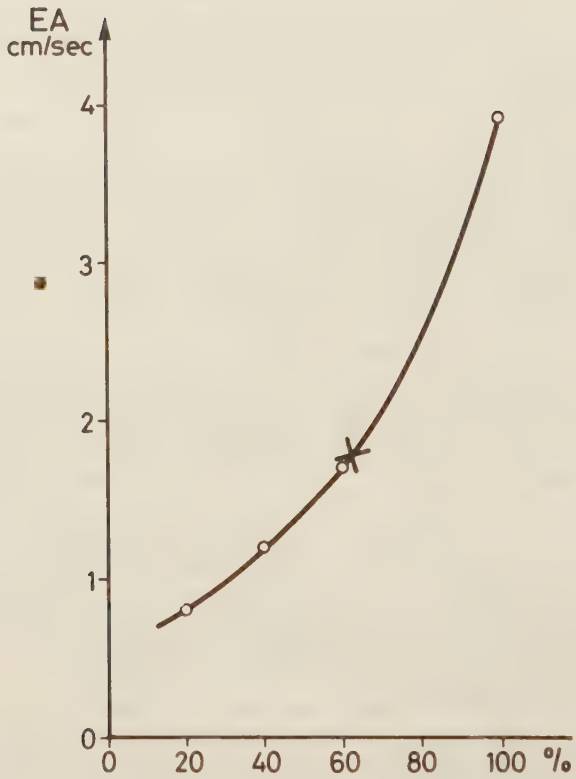

Abb. 9: Die Elektrische Aktivität (Ordinate) ist über der relativen Kraft aufgetragen. Es besteht eine exponentielle Abhängigkeit zwischen diesen beiden Größen (siehe Abb. 2). Mit x ist die Elektrische Aktivität in bezug auf die maximale Kraft ohne Motivationsbedingungen eingetragen.

Für diesen mittleren Bereich der Kraftkurve könnte tatsächlich ein fast linearer Verlauf angenommen werden. Erst die elektrische Aktivität bei 100 % der willkürlichen Maximalkraft (motiviert) deckt die exponentielle Beziehung auf.

Der Verlauf des Oberflächenelektromyogramms bei zunehmender Ermüdung stimmt mit den meisten bisherigen Untersuchungen überein. SOMMER (8) fand zwar bei elektrischer Reizung des Nervens keinen Anstieg der Aktionspotentiale des Muskels bei Ermüdung. KNOWLTON, BENNETT und McCLURE (9) und EASON (10) konnten dagegen einen deutlichen Anstieg der elektrischen Aktivität der willkürlich kontrahierten Muskeln bei Ermüdung feststellen. FRIEDEBOLD, NÜSSGEN und STOBOY (11) fanden, daß die Entladungsfrequenz einzelner motorischer Einheiten mit zunehmender Haltezeit abnimmt. Da die mit Oberflächenelektroden abgeleitete elektrische Gesamtaktivität bei Ermüdung ansteigt, kann nur eine zusätzliche Rekrutierung motorischer Einheiten erfolgt sein, um die Erschöpfung zu verzögern (1o, 12). Bei unseren Versuchen stieg die elektrische Aktivität bei 20 %, 40 % und 60 % der willkürlichen Maximalkraft am Ende der Kontraktion jeweils auf ähnliche Werte. Jedenfalls bestand zwischen ihnen kein signifikanter Unterschied mehr.

Die Herzfrequenz nimmt in den ersten 20 sec. der Kontraktion von 20 % - 60 % der maximalen Kraft gering zu. Am Ende der Kontraktion unterscheiden sich die Werte nicht mehr voneinander (117, 115, 121). Lediglich bei 100 % der maximalen Kraft wird ein deutlich höherer Wert von 151 erreicht. Auch BORSKÝ und HUBAČ (14) berichten über Herzfrequenzen von gleicher Größenordnung bei längerem Halten größerer Lasten. In den ersten 10 sec. der maximalen Kontraktion steigt die Herzfrequenz auf 110/min. an. Nach STOBOY und Mitarbeitern (29) werden bei maximalen 10 sec. langen Kontraktionen des m. biceps brachii Werte gleicher Größenordnung erreicht. Bei LIND und McNICOL (13) betrug die höchste Herzfrequenz bei 50 % der maximalen Kraft 130/min. und entspricht damit etwa den von uns gemessenen Werten bei 60 %. In den Untersuchungen von BORSKÝ und HUBAČ (14), LIND und McNICOL (13) wurde in keinem Kraftbereich hinsichtlich der Herzfrequenz ein steady state gefunden, während in den vorliegenden Untersuchungen ein solcher vor dem Beginn der Ermüdungspulsfrequenz im Bereich von 20 % und 40 % angedeutet war.

Nach MONOD (30) und Mitarbeitern ist der Anstieg der Herzfrequenz bei statischen Kontraktionen unabhängig von der Gruppe der aktiven Muskeln und von der Größe der aktiven Muskelmasse. Bei gleicher relativer Kraft einer oder mehrerer Muskelgruppen unterschiedlicher Maximalkraft soll nach LIND und McNICOL (13) die Herzfrequenz auf genau den gleichen Wert ansteigen, so daß die zusätzliche Kontraktion eines anderen Muskels mit gleicher relativer Kraft keine additive Herzfrequenzzunahme zur Folge hat. Nach den bisher vorliegenden Untersuchungen übersteigt die maximale Herzfrequenz bei statischen Kontraktionen auch bei höchster Anstrengung nicht einen Wert von ca. 150/min. Im Gegensatz dazu findet man bei dynamischer Arbeit maximale Herzfrequenzen im Bereich von 170 bis 200 pro Minute.Eine ganz andere Auffassung von der Einstellung der Herzfrequenz vertritt STEGEMANN (31). Er postuliert muskuläre CO_2-Rezeptoren, die über einen Regelkreis reflektorisch die Herzfrequenz einstellen. Zumindest bei Kontraktionen von 30 - 40 sec. Dauer kann der Muskel seine Energie aus dem anaeroben Stoffwechsel gewinnen, also ohne CO_2-Bildung. Allerdings werden durch die anfallende Milchsäure beträchtliche Mengen Kohlensäure aus dem Bicarbonatpuffer freigesetzt, die dann doch zu einer Steigerung der Herzfrequenz führen können.

Bei erschöpfender dynamischer Leistung steigt die Milchsäurekonzentration im Blut im allgemeinen auf 120 - 140 mg%. Im Extremfall konnte nach einem 1500-m-Lauf unter kompetitiven Bedingungen ein Wert von 180 mg% gefunden werden (32). Dagegen beträgt die Milchsäurekonzentration unmittelbar nach erschöpfenden maximalen statischen Kontraktionen in der entsprechenden Muskelvene nur 80 - 100 mg% (33). Auf diesem Unterschied könnte die im Vergleich zu dynamischen Leistungen wesentlich kleinere maximale Herzfrequenz bei statischen Kontraktionen beruhen.

Die Ruhewerte der Herzfrequenz werden nach unmotivierten maximalen statischen Kontraktionen bereits nach ca. 1 Minute wieder erreicht (7). Der gleiche Wert wird auch von HETTINGER und HOLLMANN (34) angegeben. Unter Motivationsbedingungen wird

die Ausgangsherzfrequenz erst nach ca. 3 Minuten wieder erreicht, wie es auch von BORSKÝ und HUBAČ (14) angegeben wird.

Aus diesen Befunden geht hervor, daß anschließend die Herzfrequenz noch unter den Ausgangswert absinken kann. Dieses Verhalten wurde in der vorliegenden Untersuchung gleichfalls beobachtet, wobei 8 - 12 Minuten nach Abbruch der Kontraktion sich die Herzfrequenz auf 92 - 93 % des Ausgangswertes einstellt. Dieses Verhalten ist mit Sicherheit auf die vermehrte Aufmerksamkeit vor Versuchsbeginn zurückzuführen (35).

Das Atemzeitvolumen steigt in allen submaximalen Kraftbereichen während der Kontraktion auf ganz ähnliche Werte an, die alle weit unter vergleichbaren Werten für dynamische Arbeit liegen. Bei maximalen Kontraktionen ist der Anstieg des Atemzeitvolumens signifikant geringer als bei submaximalen Kontraktionen. Erst nach Ende der Kontraktion kehrt sich dieses Verhältnis um. Während nach submaximalen Kontraktionen das Atemzeitvolumen sofort wieder abnimmt, steigt es nach maximalen Kontraktionen zuerst auf einen Höchstwert an. Dieses Verhalten ist auf partielle Atemstillstände während maximaler Kontraktionen unter Motivationsbedingungen zurückzuführen. Aus dem gleichen Grund ist die Sauerstoffaufnahme während der maximalen Kontraktion gegenüber den anderen Kraftbereichen vermindert und in der Erholungsphase erheblich erhöht. Bei 60 % der maximalen Kraft ist eine nach der Kontraktion noch zunehmende O_2-Aufnahme nur noch angedeutet. Mit ansteigender Kraft nimmt der gesamte Netto-Sauerstoffverbrauch von 4360 ml bei 20 % der maximalen Kraft auf 1000 ml bei maximaler Kraft ab und entspricht damit etwa dem Verhalten des Kraft-Zeit-Produktes in diesen beiden Kraftbereichen. Die Netto-Sauerstoffaufnahme während der Kontraktion sinkt bei ansteigender Kraft von 3800 ml (Kraft 20 %) auf 110 ml (Kraft 100 %), während die Netto-Sauerstoffaufnahme in der Erholungsphase von 560 ml auf 890 ml ansteigt.

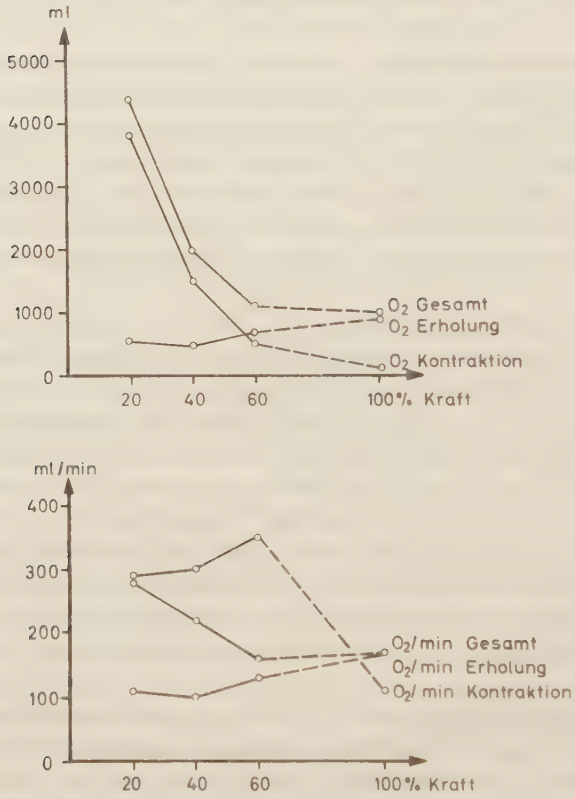

Abb. 10: Es ist das Verhalten der Netto-Sauerstoffaufnahme über den relativen Kräften aufgetragen.
Oben: Der O_2-Verbrauch während der Kontraktion, der Erholungsphase und die Summe dieser beiden Werte (Gesamt) ist ohne Berücksichtigung zeitlicher Verhältnisse aufgetragen.
Unten: Darstellung derselben Werte, bezogen auf jeweils eine Minute.

BORSKÝ und HUBÁČ (15) geben einen maximalen Brutto-O_2-Verbrauch bei statischen Kontraktionen von 1,5 l/min an, der allerdings in der 5. Minute beim Halten schwerer Lasten gemessen und nicht aus dem gesamten Halteversuch gemittelt wurde. Daraus errechnet sich eine Netto-O_2-Aufnahme von 20 ml/sec in der Kontraktionsphase. Dieser Wert erscheint ungewöhnlich hoch, wenn man die Berechnungen von JOSENHANS (36) zugrunde legt, der ihn mit ca. 10 ml/sec angibt. Diese Netto-O_2-Aufnahme deckt sich völlig mit unseren Ergebnissen, die in allen Kraftbereichen zwischen 10,4 ml/sec und 11,8 ml/sec lagen. Hinsichtlich der Sauerstoffaufnahme kompensieren sich offensichtlich Kraft und statische Ausdauer, wenn die Kontraktion bis zur Erschöpfung durchgeführt wird.

Der respiratorische Quotient verhält sich bei statischen Kontraktionen grundsätzlich anders als bei dynamischer Arbeit, bei der er zu Beginn stark absinkt und sich erst im Verlaufe der Arbeit dem Wert 1,0 annähert, um nach der Arbeit kurzfristig weit über 1,0 anzusteigen. Bei den hier durchgeführten isometrischen Kontraktionen ist der initiale Abfall nur bei Maximalkraft zu beobachten. Allerdings ist dieser Abfall in keiner Weise signifikant. Bei allen submaximalen Kontraktionen steigt der RQ gleich zu Beginn signifikant über den Ruhewert an, bleibt während der ganzen Kontraktion erhöht und erreicht oder überschreitet den Wert 1,0. Der Anstieg des RQ in der frühen Erholungsphase ist hier nicht so ausgeprägt wie bei erschöpfender dynamischer Arbeit.

Da das Absinken des RQ zu Beginn einer dynamischen Leistung auf eine aktuelle Verminderung der AVD-O_2 zurückzuführen ist (37), wäre eine Erklärung des oben geschilderten RQ-Verhaltens erst nach Messungen der AVD-O_2 bei statischen Kontraktionen möglich, die im Rahmen der vorliegenden Arbeit nicht durchgeführt werden konnten.

Zusammenfassung.

An 22 männlichen gesunden und nicht selektierten Versuchspersonen wurden das Kraftzeitprodukt, die elektrische Aktivität, die Herzfrequenz und die Sauerstoffaufnahme bei abgestuften isometrischen Muskelkontraktionen gemessen bzw. berechnet.

Entgegen der Auffassung eines komplementären Verhaltens des Kraftzeitproduktes (18) war dieses bei 20 % der maximalen Kraft am größten, bei 100 % der maximalen Kraft am kleinsten. Dieses Verhalten wird auf die unterschiedlichen Durchblutungsverhältnisse zurückgeführt (23).

Unter der Voraussetzung, daß die Maximalkraft unter Motivationsbedingungen gemessen wird, ergibt sich für die Beziehung zwischen Kraft und elektrischer Aktivität ein exponentieller, und nicht wie bisher angenommen, ein linearer Zusammenhang.

Unmittelbar vor der Erschöpfung erreichte die Herzfrequenz in den submaximalen Kraftbereichen Werte von ca. 118/min. Lediglich bei maximaler Kontraktion stieg sie bis auf 151/min an. Dieser Wert scheint nach den bisher vorliegenden Untersuchungen den höchsten Anstrengungsgrad bei statischen Kontraktionen anzuzeigen.

Der Unterschied zwischen den bei dynamischer Leistung und statischen Kontraktionen gemessenen maximalen Herzfrequenzen wird diskutiert.

Die Netto-O_2-Aufnahme für erschöpfende statische Kontraktionen ist ausserordentlich klein und beträgt ca. 10 ml/sec. Die durch partielle Atemstillstände bedingte minimale O_2-Aufnahme bei maximaler Kontraktion wird durch eine größere O_2-Aufnahme in der Erholungsphase kompensiert.

Literaturverzeichnis.

1. TOBIS, J. S.:
Evaluation of the Patient
in: Handbook of Physical Medicine and Rehabilitation.
Herausgegeben von KRUSEN, F. H., KOTTKE, F. J. und P. M. ELLWOOD
W. B. Saunders Company, Philadelphia and London (1968)

2. STOBOY, H., G. FRIEDEBOLD und F. L. STRAND:
Strength and Endurance in the Training of Normal and Atrophic Muscle in Man.
American Corrective Therapy Journal, 22, No. 2, 39 (1968)

3. BENDER. J. A. und H. M. KAPLAN:
The Effectiveness of Isometric Exercises in Physical Rehabilitation: A Hospital Study.
J. Ass. Phys. Ment. Rehab., 16, 174 (1962)

4. JOSENHANS, W. K. T.:
An Evaluation of Some Methodes of Improving Muscle Strength.
Rev. Canad. Biol., 21, 315 (1962)

5. HETTINGER, Th.:
Isometrisches Muskeltraining.
Georg Thieme Verlag, Stuttgart 1968

6. ROHMERT, W.:
Erhaltung und Erhöhung der Muskelkraft.
Med. Sachverst., 60, 25 (1964)

7. RÖCKER, L. und H. STOBOY:
Die Beziehung zwischen statischer Muskelkraft und maximaler Haltezeit.
35. Tagung der Deutschen Phys. Gesellschaft in Mainz, März 1969

8. SOMMER, J.:
Innervationsaufwand des menschlichen Muskels.
Zeitschrift für Biologie, 100, 97 (1940)

9. KNOWLTON, G. C., BENNETT, R. L. und R. McCLURE:
Electromyography of fatigue.
Physical Medicine, Vol. 32, 648 - 652 (1951)

10. EASON, R. G.:
Electromyographic Study of Local and Generalized Muscular Impairment.
J. Appl. Physiol., 15, No. 3, May (1960)

11. FRIEDEBOLD, G., NÜSSGEN, W. und H. STOBOY:
Das Verhalten der elektrischen Aktivität während der Dauer einer maximalen isometrischen Kontraktion des Skelettmuskels.
Berliner Medizin, 8, 220 - 221 (1957)

12. SCHERRER, J., LEFEBVRE,J. und A. BOURGUIGNON:
Activité électrique du muscle strié squeletique et fatigue.
1. Int. Congr. Neurol., Brüssel (1957)

13. LIND, A. R. und G. W. McNICOL:
Muscular Factors Which Determine the Cardiovascular Response to Sustained and Rhytmic Exercise.
Canad. Med. Ass. J., 96, 706 (1967)

14. BORSKÝ,J. und M. HUBAČ:
Vplyo stalického a dynamickéhe zaťaženia na niektoré fyziologické funkcié organizma.
Pracovní lékařstvi, 18, 5 (1966)

15. BORSKÝ, J. und M. HUBAČ:
Vplyo stalického a dynamickéhe zaťaženia na niektoré fyziologické funkcié organizma.
Pracovné lékařstvi, 19, 5 (1967)

16. Documenta Geigy 1960
J. R. Geigy A.-G., Basel

17. ROHMERT, W.:
Ermittlung von Erholungspausen für statische Arbeit des Menschen.
Int. Z. angew. Physiol. einschl. Arbeitsphysiol. 18, 123 - 164 (1960)

18. BOURGUIGNON, A., MARTY, R. und J. SCHERRER:
Etude du travail musculaire et de la fatigue.
J. Physiol. (Paris), 51, 93 (1959)

19. BARCROFT, H. undJ. L. E. MILLEN:
The Blood Flow Through Muscle During Sustained Contraction.
J. Physiol., 97, 17 - 31 (1929)

20. GRAY, S.D., CARLSSON, E. and N. C. STAUB:
Site of Increased Vascular Resistance During Isometric Muscle Contraction.
Am. J. Physiol., 213, 683 - 689 (1967)

21. GRAY, S. D. and N. C. STAUB:
Resistance to Blood Flow in Leg Muscles of Dog During Tetanic Isometric Contraction.
Am. J. Physiol., 213, 677 - 682 (1967)

22. NILSSON, B. und D. H. INGVAR:
Intramuscular Pressure and Contractile Strength Related to Muscle Blood Flow in Man.
The Scandinavian Journal of Clinical and Laboratory Investigation, Suppl. 93, 31 - 38

23. LIND,A. R., TAYLOR, S. H., HUMPHREYS, P. W., KENNELLY, B. M. and K. W. DONALD:
The Circulatory Effects of Sustained Voluntary Muscle Contraction.
Clin. Sci. 27, 229 - 244 (1964)

24. Keul, J., DOLL, E. und H. REINDELL:
Stoffwechsel und Leistungsfähigkeit des Muskels.
Schriftreihe Arbeitsmedizin, Sozialmedizin, Arbeitshygiene, Band 22, A. W. Gentner Verlag, Stuttgart (1968)

25. STEGEMANN, J.:
Arbeitsphysiologie
in: KEIDEL, W. D.: Kurzgefaßtes Lehrbuch der Physiologie.
Georg Thieme Verlag, Stuttgart (1947)

26. DE JONG, R. H. and G. FREUND:
Relation Between Electromyogram and Isometric Twich Tension in Human Muscles.
American Congress of Rehabilitation Medicine (1967)

27. LIPPOLD, O.C.J.:
The Relation Between Integrated Action Potentials in a Human Muscle and its Isometric Tension.
J. Physiol., 117, 492 - 499 (1952)

28. BIGLAND, B. and O.C.J. LIPPOLD:
The Relation Between Force, Velocity and Integrated Electrical Activity in Human Muscles.
J. Physiol., 123, 214 - 224 (1954)

29. STOBOY, H., TRAINOR, F., WILSON-RICH, B. and M. DACSO:
Muscle Strength and Electricity Activity, Heart Rate and Energy Cost During Isometric Contractions in Disabled and Non-Disabled.
Im Druck

30. MONOD, H., [illegible], R., [illegible], J. und C. SOULA:
Etude de la Pression arterielle et du pouls dans le travail statique.
J. Physiol. (Paris), 48, 662 - 666 (1956)

31. STEGEMANN, J.:
Zum Mechanismus der Pulsfrequenzeinstellung durch den Stoffwechsel.
Pflügers Archiv, 276, 500 - 524 (1963)

32. HOLLMANN, W.:

Beurteilung der Leistungsfähigkeit und Belastbarkeit von Kurpatienten.

Tagung der Deutschen Gesellschaft für Physikalische Medizin, Timmendorfer Strand (Oktober 1969)

33. HOLLMANN, W.:

Diskussionsbemerkung zu

STOBOY, H.: Muskelkraft, elektrische Aktivität, Herzfrequenz und Energieausgabe bei Normalpersonen und körperversehrten Rollstuhlfahrern während statischer Kontraktionen.

Deutscher Sportärztekongress, Freiburg i. Br. (Oktober 1969)

34. HETTINGER, Th. und W. HOLLMANN:

Der Einfluß isometrischer Muskelkontraktionen auf den Kreislauf.

Deutscher Sportärztekongress, Freiburg i. Br. (Oktober 1969)

35. STOBOY, H. und W. NÜSSGEN:

Anpassungserscheinungen an isolierten Froschherzen.

Z. Kreislaufforschung, 45, 820 - 830 (1956)

36. JOSENHANS, W. T.:

Muscular Factors

Canad. Med. Ass. J., 96, 761 - 763 (1967)

37. NOWACKI, P.:

Die Bedeutung des Ventilations-RQ bei ergometrischer Leistung.

1. Internationales Seminar für Ergometrie, Institut für Leistungsmedizin, Berlin, Mai 1965

Lebenslauf.

Geboren am 26. 6. 1944 in Wien.

Schulbildung: Grundschule 1950 - 1956 in Berlin-Lichterfelde; 1956 - 1963 Lilienthal-Gymnasium. Reifeprüfung am 26. Febr. 1963 in Berlin.

Studium: Medizin an der Freien Universität Berlin vom Sommersemester 1963 bis zum Wintersemester 1968/69. Ärztliche Prüfung am 11. Febr. 1969 in Berlin.

Medizinalassistentenzeit: Physiologie vom April bis Juni 1969 an dem Physiologischen Institut der Freien Universität in Berlin-Dahlem. Vier Monate innere Medizin am Sanatorium "Berlin" der Bundesversicherungsanstalt für Angestellte. Seit dem 1. November 1969 Chirurgie im Cäcilien-Hospital in Hüls-Krefeld.

Frank Owczarek

Frank Owczarek